**Capítulo 3**

**Segmentación de ultrasonido de mama**

La segmentación de imágenes se refiere al proceso de particionar una imagen en un conjunto de regiones que conforman el total de la imagen. Una región segmentada se define como un conjunto de pixeles que comparten ciertas características y que existe un borde que separa esta región de otras. El objetivo de este procedimiento en muchas aplicaciones es que las regiones sean áreas de interés; cuando las regiones segmentadas no cubren la imagen completa aun así se puede hablar de segmentación ya que se pueden definir las regiones no segmentadas como el fondo de la imagen [1]. En casos simples, en donde las imágenes no presentan ruido y las características que dividen a las diferentes regiones de la imagen están bien definidas, el proceso de segmentación requiere uso de algoritmos sencillos; sin embargo, cuando la imagen presenta un ambiente complejo donde las características que dividen ciertas regiones no son sencillas de identificar, como lo son las imágenes de ultrasonido, es necesario el uso de algoritmos complejos y un conocimiento profundo de las diferentes características que se pueden utilizar en la identificación de regiones [2].

En este capítulo se presenta un estudio detallado de diversos métodos que se han usado en la segmentación de tumores de mama, piel y tejido normal en imágenes de ultrasonido. El resultado de estas segmentaciones servirá para crear una máscara de segmentación para obtener una malla que represente la forma de cada uno de estos tejidos.

**3.1 Segmentación de tumores de mama en imágenes de ultrasonido 2D y 3D**

Un método de segmentación que sea capaz de diferenciar el tejido normal del tejido lesionado en una imagen de ultrasonido de mama puede disminuir considerablemente los errores en el diagnóstico y en procedimientos como la toma de biopsias causados por la mala visualización de la imagen [3]. Por otro lado, la segmentación del tumor permite el análisis de diversas características morfológicas de este como el tamaño, la forma y la textura, que sirven como apoyo en el diagnóstico de cáncer [4].

La segmentación de tumores de mama en imágenes de ultrasonido no es una tarea fácil, ya que existen ciertas características inherentes a esta modalidad de imágenes que dificultan el proceso como:

* *Speckle*: Las imágenes de ultrasonido presentan una apariencia granular llamada *speckle*, el cual es un fenómeno de interferencia no aditiva con un tamaño similar a la resolución del sistema de ultrasonido. En algunos casos esta es una característica no deseada en las imágenes ya que enmascara pequeñas diferencias en los niveles de gris [5].
* Sombras acústicas: En el ultrasonido las sombras acústicas aparecen como regiones de baja intensidad debajo de interfaces bordes con alta impedancia acústica y estas pueden limitar la eficiencia de las técnicas de procesamiento de imágenes [6].
* Bordes borrosos: La interfaz entre dos tejidos puede no estar bien definida en una imagen de ultrasonido si ambos poseen impedancias acústicas similares, esto causa que los bordes entre los dos tejidos tengan un aspecto borroso y no sean posibles de definir fácilmente [7]
* Forma: La forma de los tumores de mama puede variar significativamente dependiendo de su malignidad, haciendo difícil la segmentación del tumor mediante algoritmos que basan sus resultados en el uso de formas conocidas [4].

Como se mencionó anteriormente (capítulo 1), en la anatomía de la mama existen diversos tejidos que podrían confundirse con tumores, por su nivel de intensidad en las imágenes de ultrasonido, como el tejido, glandular, ligamentos de Cooper y la grasa subcutánea. Para distinguir una lesión en la mama de estos tejidos y las sombras acústicas se hace uso principalmente de tres característica:

* Distribución espacial: Los tumores de mama generalmente se encuentran en el parénquima de la mama, siendo el carcinoma ductal y el carcinoma lobular los más comunes [8]. Debido a esto y al protocolo de adquisición de imágenes utilizado durante el escaneo con ultrasonido es común encontrar las lesiones en la parte central de la imagen [9].
* Patrón interno de eco: El patrón interno de eco del tejido permite diferencias las lesiones de otros tipos de tejido y de las sombras acústicas, ya que generalmente las lesiones tienen un patrón de eco no homogéneo y con pocos ecos, mientras que el tejido glandular, las sombras acústicas y la grasa subcutánea tiene un patrón homogéneo [9].
* Ecogeneidad: Los tumores malignos están caracterizados como lesiones hypoecoicas mientras que los quistes y otras lesiones benignas están caracterizados como regiones casi anecoicas. Por esta razón se puede inferir que las lesiones sospechosas aparecen en la imagen de ultrasonido como regiones más oscuras que el tejido adyacente[10], [11].

Tomando en cuenta estas características se han realizado diversos trabajos para realizar segmentaciones automáticas o semiautomáticas de tumores de mama en imágenes de ultrasonido. Generalmente estos procesos se divide en una etapa de filtrado y mejora de contraste y una etapa de extracción de características para la segmentación.

Filtrado

Las imágenes de ultrasonido se han utilizado efectivamente para el diagnóstico de enfermedades durante décadas; desafortunadamente, estas imágenes se ven degradadas debido al *speckle,* que es el resultado de la suma constructiva y desctructiva de los ecos de ultrasonido[12]. El filtrado se realiza para homogeneizar las diferentes regiones de la imagen eliminando el *speckle*; sin embargo, este puede ser un proceso delicado ya que puede eliminar información valiosa en la imagen como bordes y texturas. En diversos trabajos relacionados con la segmentación de tumores de mama en imágenes de ultrasonido se ha realizado un proceso de filtrado con la intensión de obtener una región tumoral con un nivel de gris homogéneo para facilitar la segmentación cuando esta se basa en los niveles de gris de la imagen.

Los filtros pasa bajas son aquellos que preservan bajas frecuencias mientras atenúan frecuencias altas. Estos filtros se han usado en la segmentación de tumores de mama en diversos trabajos. Madabhushi *et al*. [9] hace uso de un filtro *butterworth*, el cual es uno de los filtros más básicos diseñado para producir la respuesta más plana posible hasta la frecuencia de corte [13]; este filtro es fácil de implementar y tiene un bajo costo computacional el cual no elimina muchos detalles importantes de la imagen [9]. Otro filtro pasa bajas utilizado frecuentemente en las imágenes de ultrasonido es el filtro Gaussiano [3], el cual se basa en una función de densidad de probabilidad Gaussiana para emborronar las imágenes y remover el ruido y preservar detalles mientras minimiza el tiempo de crecimiento y reducción del filtrado [13]. Sin embargo, estos filtros pueden conllevar problemas ya que tienden a emborronar los bordes de los objetos y la elección de las frecuencias de corte dependen principalmente de la imagen y de la aplicación [14].

Por las razones antes mencionadas, el uso de filtros adaptativos para la reducción de *speckle* en las imágenes de ultrasonido ha sido estudiado e implementado en diferentes trabajos. Estos filtros son filtros lineales con una función de transferencia controladas por parámetros variables y promedios obtenidos directamente de la imagen ajustados mediante un algoritmo de optimización [12]. Dentro de estos filtros destacan los filtros de difusión anistotópica, debido a que es una buena aproximación para la eliminación del *speckle* de la imagen sin emborronar los bordes de los objetos [15]. Los filtros de difusión remueven el ruido de una imagen resolviendo una ecuación diferencial basada en la ecuación de difusión de Fick (ecuación 3.1)

|  |  |
| --- | --- |
|  | 3.1 |

donde representa el flujo causado por el gradiente de concentración , y representa el tensor de difusión. Los filtros isotrópicos hacen uso de un tensor de difusión constante en toda la imagen esto causa que características importantes en la imagen como los bordes se vean borrosos y sean difíciles de identificar, la ecuación 3.2 muestra la ecuación diferencial que deben de resolver los filtros de difusión isotrópica [16].

|  |  |
| --- | --- |
|  | 3.2 |

donde es la imagen original ruidosa, representa el operador Laplaciano y representa un parámetro artificial de tiempo.

Perona y Malick reemplazaron la ecuación clásica de difusión isotrópica introduciendo una función que suaviza la imagen original mientras trata de preservar las discontinuidades de intensidad en los bordes; esta función es una anisotrópica que puede tomar una de dos formas (ecuación 3.3 y 3.4) [17].

|  |  |
| --- | --- |
|  | 3.3 |
|  | 3.4 |

donde es la magnitud del borde, que controla la conducción como función del gradiente. La ecuación 3.3 favorece contornos con alto contraste, mientras que la ecuación 3.4 favorece regiones con contraste pequeño [18]. La ecuación 3.2 para filtros anisotrópicos se muestra en la ecuación 3.5, donde esta preserva los bordes permitiendo difusión en líneas paralelas a los bordes pero no sobre ellos mediante el parámetro .

|  |  |
| --- | --- |
|  | 3.5 |

Mejora de Contraste

La mejora de contraste es una etapa utilizada para mejorar la apariencia visual de la imagen o para hacerla más aplicable en campos específicos [19]. Debido a la naturaleza del ultrasonido el uso de la mejora de contraste puede ayudar a diferenciar diferentes estructuras, mejorando la distribución de las intensidades de grises en las zonas de bajo contraste. La complejidad en la segmentación de algunas estructuras, como los tumores de mama, puede ser reducida cuando estas se encuentran claramente separadas del tejido adyacente [20].

Se han propuesto diferentes métodos para la mejora de contraste en imágenes de ultrasonido de tumores de mama, con el fin de resaltar ciertas características de los tumores para ser diferenciados del tejido adyacente. Uno de los métodos más usados para la segmentación de tumores de mama en imágenes de ultrasonido es el método de detección de *sticks*, el cual pretende encontrar líneas y bordes en una imagen con *speckle,* mediante la comparación con líneas rectas de longitud constante y en diferentes orientaciones [3], [4], [21]*.* Sin embargo este algoritmo solo mejora la información de bordes y no presta suficiente atención las características dentro de la lesión; otro inconveniente de este método es que en la presencia de *speckle* y la no homogeneidad de la forma de los tumores, elegir un set de *sticks*  óptimo para la aplicación no es una tarea sencilla [22]. Otro método utilizado comúnmente para acentuar áreas sospechosas y mejorar los bordes entre la lesión y el tejido adyacente es la ecualización del histograma debido a su baja complejidad computacional y buenos resultados ya que este se ajusta muy bien a las propiedades de la visión humana [9].

La ecualización del histograma es un método de mejora de contraste sencillo y directo el cual se apropia de los valores de intensidad de gris de los pixeles de tal manera que la imagen mejorada tiene un histograma lineal acumulativo. Este método desarrolla la diferencia de las regiones altas del histograma y restringe la diferencia de las regiones bajas del histograma [23]. Sea el histograma normalizado asociado con los niveles de intensidad de una imagen, el proceso para encontrar el histograma ecualizado () de consiste en:

1. Encontrar el histograma cumulativo normalizado (ecuación 3.6)

|  |  |
| --- | --- |
|  | 3.6 |

1. Encontrar el histograma ecualizado (ecuación 3.7)

|  |  |
| --- | --- |
|  | 3.6 |

donde es el valor menos del histograma cumulativo normalizado, es el número de pixeles en la imagen y L es el número de niveles de gris utilizados.